UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

ANNÉE 1961

N° ~~659~~ 84

MÉTHODE DU VARIATEUR DE VITESSE EN CYCLOCOBALTHERAPIE

THÈSE

POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

(DIPLOME D'ÉTAT)

Présentée et soutenue publiquement en Juin 1961

PAR

PIERRE JEAN BERNARD THALAMAS

MEMBRES DU JURY

MM.	MARQUES	*Président*
	FABRE (J.)	*Assesseurs*
	AUVERGNAT	
	BRU	
	SOUQUET	*Suppléant*

TOULOUSE
IMPRIMERIE RACAUD
6, RUE D'ASTORG

1961

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546524_0042

MÉTHODE DU VARIATEUR
DE VITESSE EN CYCLOCOBALTHERAPIE

UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

FACULTÉ MIXTE DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

ANNÉE 1961 N° 659

MÉTHODE DU VARIATEUR DE VITESSE EN CYCLOCOBALTHERAPIE

THÈSE

POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE
(DIPLOME D'ÉTAT)

Présentée et soutenue publiquement en Juin 1961

PAR

PIERRE JEAN BERNARD THALAMAS

MEMBRES DU JURY

MM. MARQUES — *Président*
FABRE (J.), AUVERGNAT — *Assesseurs*
BRU — *Suppléant*
SOUQUET

TOULOUSE
IMPRIMERIE RACAUD
6, RUE D'ASTORG

1961

UNIVERSITE DE TOULOUSE

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE

TABLEAU DU PERSONNEL

DOYEN	MM.	LAZORTHES.
ASSESSEUR		DELAS.
Doyens honoraires		GORSE. CALVET. LEFEBVRE. BRUSTIER.

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. RIBAUT.	MM. NANTA.
VALLOIS.	DUCUING.
CLERMONT.	TAPIE.

SECTION MEDECINE

PROFESSEURS

Clinique médicale	MM. MÉRIEL. GADRAT.
Clinique chirurgicale et gynécologie	FABRE (P.).
Clinique chirurgicale et du Cancer	GRIMOUD.
Clinique chirurgicale infantile et orthopédie	VIRENQUE.
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	BAZEX.
Clinique des Maladies de la Tuberculose et Pathologie interne	MOREL.
Clinique des maladies des voies urinaires	LHEZ.
Clinique médicale infantile et puériculture	SOREL (R.).
Clinique de neurologie et psychiatrie	RISER.
Clinique obstétricale	GUILHEM.
Clinique Odonto-Stomatolog.	CADENAT (E.)
Clinique ophtalmologique	CALMETTES.
Clinique O.R.L. et de chirurgie maxillo-faciale	CALVET.
Clinique traumatologique des membres	RIEUNAU.
Accouchement et obstétricie sociale	PONTONNIER.
Anatomie	LAZORTHES.
Anatomie appliquée	POULHÈS.
Anatomie pathologique	FABRE (J.).
Bactériologie, hygiène, médecine sociale	ANDRIEU.
Chimie biologique	VALDIGUIÉ (P.).
Electroradiologie	MARQUÈS.
Embryologie générale	BROUSSY.
Histologie	BIMES.
Hydrologie thérapeutique et climatologie	DARNAUD.
Médecine légale et du Travail	PLANQUES.
Médecine Sociale	BOUNHOURE.
Parasitologie	BOUISSET.
Pathologie Chirurgicale	DAMBRIN.
Pathologie générale et médecine expérimentale	SENDRAIL.
Physico-Chimie	AUVERGNAT.
Physiologie	SOULA.
Physiologie appliquée et Pharmacologie	BAISSET.
Physique biologique et médicale	BUGNARD.
Propédeutique médicale	GÉRAUD.
Thérapeutique	DARDENNE.

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

Anatomie générale et comparée	MM. COULOUMA.
Pathologie médicale	LAPORTE (J.).
Bactériologie	Mme ENJALBERT.

PROFESSEURS SANS CHAIRE

Physiologie	MM. LAPORTE (Y.).
Biochimie médicale	DOUSTE-BLAZY
Physique médicale	BRU.

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

Anatomie pathologique	MM. BOUISSOU.
Histologie et embryologie	PLANEL.
Parasitologie	RUFFIÉ (J.).
Physiologie	MONTASTRUC.

AGREGES

Pathologie médicale	MM. MONNIER. RIBAUT. DELAUDE. CALAZEL.
Pathologie chirurgicale	ANJALBERT FICAT. PASQUIÉ. SOUQUET.
Médecine légale	GRÈZE-RUEFF
Odontostomatologie	CADENAT (H.)
Pédiatrie	BARDIER (A.)
Rhumatologie	RUFFIÉ (R.).

AGRÉGÉS LIBRES

Anatomie	THOMAS.
Ophtalmologie	DÉODATI.
O.R.L.	CLAUX.
Pathologie chirurgicale	DIEULAFÉ.

SECTION PHARMACIE

PROFESSEURS

Botanique et cryptogamie	Mme DULUCQ-MATI
Chimie analytique, toxicologie et Hygiène Industrielle	MM. BOURBON.
Chimie Pharmaceutique	BLANC.
Histoire naturelle	DELAS.
Matière médicale	VINCENT.
Pharmacie chimique et pharmacodynamie	CAUJOLLE.
Pharmacie galénique	STANISLAS.

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

Pharmacie	M. COUTURIER

PROFESSEURS SANS CHAIRE

Sciences naturelles	Mlle MEYNIER.
—	M. ROUX.

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

Microbiologie	MM. BREUILLAU
Sciences physiques	PITET.

PERSONNEL ADMINISTRATIF

Secrétaire principal	M. ROCHE.
Secrétaire	Mme LAFFONT.

La Faculté déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats
(Délibération en date du 12 mai 1891)

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

A NOTRE PRESIDENT DE THESE :

MONSIEUR LE PROFESSEUR MARQUES

Professeur d'Electroradiologie
Directeur du Centre Régional Anti-Cancéreux

Vous nous avez accueilli dans votre service et vous nous avez prodigué votre enseignement avec une bienveillante simplicité.

Permettez-moi de vous en remercier ainsi que de l'honneur que vous me faites en acceptant de présider notre jury de thèse.

Que ce travail soit un témoignage de notre profonde reconnaissance et de notre respectueux attachement.

A NOTRE JURY DE THESE :

MONSIEUR LE PROFESSEUR Jacques FABRE

Professeur d'anatomie pathologique
Médecin assistant d'anatomie pathologique des Hôpitaux

En remerciement de toute la sympathie dont vous avez toujours fait preuve à notre égard et de la bienveillance avec laquelle vous avez accepté de siéger à notre jury de thèse.

MONSIEUR LE PROFESSEUR AUVERGNAT

Professeur de physico-chimie

Très reconnaissant d'avoir bien voulu siéger à notre jury de thèse, nous vous demandons de trouver ici l'expression de notre profond respect.

MONSIEUR LE PROFESSEUR BRU

Professeur de physique médicale

Vous nous avez fait l'honneur de nous accepter comme élève et de nous confier ce sujet de thèse.

Nous tenons à vous remercier très sincèrement de toutes les preuves d'amitié et d'indulgence témoignées à notre égard et à vous assurer de notre profonde gratitude.

MONSIEUR LE PROFESSEUR SOUQUET

Professeur agrégé de pathologie chirurgicale

Dès le début de nos études vous nous avez témoigné une grande amitié et prodigué les marques d'une bienveillante attention.

Permettez-nous de vous assurer très simplement de notre profonde reconnaissance.

INTRODUCTION

La cyclocobalthérapie à l'origine a été conçue dans le but d'augmenter en profondeur la valeur des doses locales.

Cette conception classique qui veut accroître les doses profondes par cette technique est valable mais parfois inutile.

Ce que cherche le radiothérapeute c'est à apporter une dose donnée au niveau d'un volume donné.

C'est vers l'assouplissement de la répartition en profondeur de l'énergie au niveau d'une lésion de volume et de position quelconque que doit tendre la méthode.

D'où la conception d'une cyclothérapie destinée surtout à obtenir un arrangement convenable des doses par une détermination optima du volume d'irradiation utile, de sa forme et de son homogénéité.

Or la méthode cyclothérapique classique n'a pas une souplesse suffisante pour aboutir au résultat désiré en particulier lorsque la zone à irradier n'a pas une forme géométrique simple et une structure homogène.

Depuis plusieurs années un appareillage de cyclocobalthérapie fonctionne au centre anticancéreux de Toulouse. C'est à propos de cette installation que nous avons travaillé dans le service de M. le Professeur MARQUÈS *et de M. le Professeur* BRU *à la réalisation d'une méthode complémentaire originale qui a pour but de pallier aux insuffisances de la technique habituelle. D'ailleurs, cette méthode repose sur des principes valables pour toute*

radiothérapie de mouvement. Elle consiste en une variation appropriée de la vitesse de rotation de la source.

Nous nous proposons successivement d'envisager :

A. - *Les caractères essentiels de la cyclocobalthérapie et les principes de la dosimétrie graphique.*

B. - *De montrer les insuffisances pratiques de cette méthode et d'en étudier les causes.*

C. - *De proposer un principe correctif, le variateur de vitesse et de présenter quelques résultats dosimétriques obtenus à l'aide de cette méthode dans quelques cas particuliers.*

I. - CYCLOCOBALTHERAPIE.
DOSIMETRIE GRAPHIQUE
EN CYCLOCOBALTHERAPIE

Dans la cyclocobalthérapie la source suit une trajectoire circulaire animée d'une vitesse uniforme, l'axe principal du faisceau passant d'une manière permanente par le centre de rotation.

Le faisceau détermine aussi, dans l'espace, une zone constamment irradiée que M. le Professeur MARQUÈS a appelé volume de concentration, alors que l'irradiation est intermittente à la périphérie de ce volume dans la zone dite de balayage.

Lorsque le matériau irradié est un cylindre homogène dont l'axe est perpendiculaire au plan de rotation et passe par son centre et que la section droite du faisceau est rectangulaire et convenablement orientée, le volume de concentration est un cylindre coaxial au précédent, dont les limites sont nettes, si la source est punctiforme.

Ce noyau de concentration s'édifie au cours de la rotation de la source, à l'aide de la dose d'intensité que reçoit le milieu de chaque direction.

Pour un mouvement de rotation uniforme, cette dose directionnelle dépend de chacun des rendements en profondeur élémentaires directionnels. Ces rendements sont variables et sont fonction des conditions anatomiques.

Pour calculer ces rendements et par là même la valeur de la dose au niveau du noyau de concentration, de nombreuses méthodes ont été décrites au cours de ces dernières années.

— Cette dosimétrie peut être *directe* et reposer sur la mesure réelle, à l'intérieur des tissus ou d'un fantôme, de la dose locale en plaçant une chambre d'ionisation dans la zone choisie. Elle comporte alors un minimum d'erreur dépendant seulement de l'instrument de mesure.

— Cette dosimétrie peut être *indirecte* lorsqu'elle utilise des courbes isodoses préétablies. Elle subit de ce fait une marge d'erreur accrue par l'hétérogénéité des structures atomiques. Mais il est admis que l'approximation est suffisante pour les irradiations cliniques.

La dosimétrie directe serait fastidieuse dans la pratique courante. On la réserve à quelques mesures expérimentales de contrôle.

Nous utilisons une méthode indirecte graphique qui est à la fois plus simple que les méthodes préexistantes et qui permet une adaptation rapide au calcul de la variation de vitesse.

Cette méthode indirecte devrait logiquement utiliser des courbes isodoses préétablies.

Cela n'est pas possible car dans la cyclothérapie, la rotation entraîne une variation continue des distances sources-peau, et nous ne disposons, en pratique, que d'un certain nombre de familles isodoses établies pour des distances conventionnelles.

On tourne la difficulté en admettant que la dose locale, au lieu d'être mesurée réellement, peut être déduite d'une dose locale virtuelle Do dans l'air, que nous prendrons arbitrairement au centre de rotation et qui servira de dose de référence, dose de référence à laquelle nous appliquerons des facteurs de corrections. Ces facteurs de correction sont au nombre de deux établis indépendamment l'un de l'autre :

— l'absorption par les tissus,
— la dispersion géométrique.

— La dose de référence se mesure directement dans l'air;

— L'absorption est donnée par les tables de JOHNS (6), ou mesurée expérimentalement;
— La dispersion faisant jouer la loi du carré des distances est facilement calculée.

Il est certain qu'un calcul de la dose à partir de ces trois facteurs introduit une erreur supplémentaire pour les raisons suivantes :

— la loi du carré des distances n'est pas rigoureuse,
— le coefficient d'absorption, dépend en partie, de la situation du milieu absorbant par rapport à la la source,
— les phénomènes de diffusion interviennent toujours et influent sur la dose locale vraie.

Cependant le contrôle expérimental permet de croire que les résultats obtenus sont le plus souvent valables.

Une partie de ce travail consiste dans une simplification et une extension de la méthode graphique.

1° *Transformation en familles de droites des courbes de référence donnant les doses locales en fonction de la distance et de l'épaisseur traversée.*

La variation de la dose locale, pour un champ et une épaisseur donnée, est représentée par une courbe dont le tracé doit être établi point par point. Cette détermination est laborieuse, tenu compte de l'utilisation de champs de dimensions variées.

Une rapidité plus grande dans le tracé de ces courbes et une précision meilleure sont apportées par la transformation de :

$$D = Do. \left(\frac{Xo}{X}\right)^2$$

où D est la dose recherchée,
Do, la dose de référence,
Xo, le rayon de giration,
X, la distance du point considéré,
en une fonction linéaire.

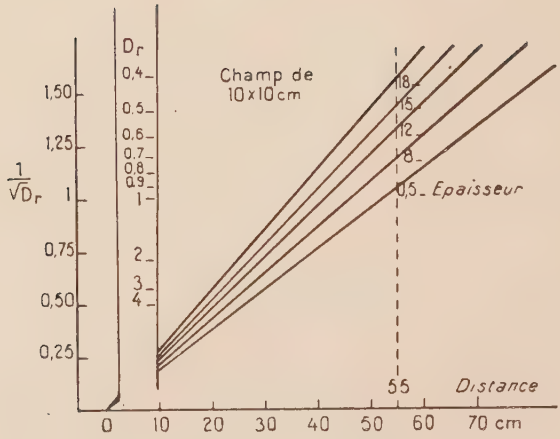

FIG. 1. — Diagramme permettant la lecture directe de la dose locale pour un champ donné.

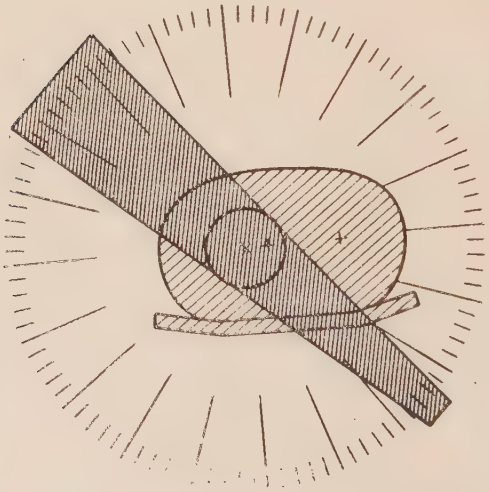

FIG. 2. — Négastocope permettant la superposition optique du faisceau et de la coupe anatomique.

$\frac{1}{\sqrt{D}} = \frac{1}{\sqrt{Do}} \frac{X}{Xo}$ dont la représentation graphique est une droite. Pour la tracer, il suffit de connaître deux points :

— l'un peut être l'origine,

— et l'autre, le point correspondant directement au coefficient de JOHNS, si l'on fait Do = 1.

Pour chaque grandeur de champ, on obtient une famille de droites concourantes à l'origine (fig. 1).

La lecture graphique est facilitée en se servant d'une règle, sur laquelle sont portées, à la fois les valeurs de $\frac{1}{\sqrt{D}}$ et les valeurs correspondantes de D.

2° *Détermination graphique des épaisseurs et des distances.*

Elle consiste en une matérialisation optique en vraie grandeur du système d'irradiation. Sur un négatoscope, sont superposés les calques de la coupe anatomique passant par le plan de rotation et de la trace du faisceau dans ce plan. Celle-ci est mobile, comme le faisceau réel, autour d'un axe fixé au centre du négatoscope. Le repérage de la source se fait sur un cercle concentrique gradué en $\frac{2}{100}$.

La lecture des épaisseurs et des distances est immédiate, aussi bien le long de l'axe principal qu'en bordure du faisceau. Les conditions d'irradiation peuvent ainsi être étudiées pour chacun des points de la trajectoire circulaire. Les angles de balayage par les faisceaux d'entrée et de sortie sont déduits des positions extrêmes (fig. 2).

3° *Détermination des doses locales, en tenant compte de la pénombre.*

Cette méthode graphique permet de mesurer l'influence de la pénombre sur la dose locale. Le faisceau est découpé sur le papier transparent, avec un diamètre maximum, englobant la quasi-totalité de la zone de pénombre. On dessine, sur ce modèle, des courbes d'intensité égale, exprimés en pour cent de l'intensité le long de l'axe principal, pour une même distance à la source. Au cours du balayage, le faisceau parcourt le point à mesurer avec une intensité qui croît jusqu'à la zone centrale de pleine irradiation, puis décroît. La variation est, en général, symétrique par rapport à l'axe principal du faisceau. Les calculs standards sont affectés de coefficients correcteurs, définis par la courbe isométrique intéressée. La dose locale est alors la somme de doses partielles, intéressant des angles élémentaires à l'intérieur desquels on peut considérer que la pénombre a varié d'une manière négligeable.

Ce calcul de l'influence de la pénombre sur la dose locale est particulièrement important au voisinage du noyau de concentration.

Son étude précise est très complexe, mais d'un gros intérêt dans la détermination de la forme de ce noyau et de son homogénéité.

II. — INSUFFISANCES PRATIQUES DE LA METHODE ROTATIONNELLE A VITESSE CONSTANTE

La méthode graphique que nous venons d'exposer nous permet de déterminer pour un champ donné, un volume de concentration de forme déterminée et de valeur précise. On admet en première approximation que la dose est homogène à l'intérieur du cylindre de concentration et que cette dose ne dépend pas du rayon de giration. Une étude théorique permet de démontrer qu'en réalité il existe un léger surdosage à la périphérie dont la grandeur dépend des conditions expérimentales.

En pratique les conditions théoriques ne sont pas observées et le volume d'irradiation ne correspond jamais exactement aux définitions précédentes.

Les inexactitudes de la méthode portent sur la grandeur de la dose locale, la forme et les limites du noyau.

En premier lieu, une analyse théorique plus précise montre que, pour un faisceau qui n'est pas de dimensions infiniment réduites et n'est pas parallèle, le rayon de giration influe sur la dose et la forme de volume.

— Dans le plan de rotation, le trajet moyen des rayons est plus grande que le trajet le long de l'axe principal, et si la rotation annihile le facteur dispersion, elle ne corrige pas l'excès d'absorption entraînée par une augmentation de l'épaisseur moyenne traversée en bordure du cylindre ;

— Dans un plan passant par l'axe du cylindre théorique, la trace du faisceau incident montre que le cylindre se termine, à chacune de ses deux extrémités, par un

cône coaxial où la dose locale sera diminuée par suite de l'obliquité du rayonnement.

Une représentation des doses le long de l'axe indique une diminution graduelle de part et d'autre du centre de rotation.

Deuxièmement, les conditions réelles d'irradiation interviennent pour accroître l'hétérogénéité et la déformation :

a) Les unes dépendent de la surface de la source : la zone de pénombre géométrique, aggravée par le rayonnement diffusé à partir de lames du diaphragme est un facteur d'une importance primordiale dans le choix de la technique. Il entraîne une diminution de dose dans les couches périphériques du cylindre théorique et crée une irradiation parasite tout autour de celui-ci, le même phénomène se manifestant dans les zones axiales distales. La pénombre rend imprécise les limites du volume utile et entraîne l'obligation d'un choix conventionnel de ces limites. Une détermination trop large provoque un sous-dosage périphérique et une hétérogénéité marquée des doses, une détermination trop étroite aboutit à l'irradiation parasite d'un cylindre coaxial, intermédiaire entre le noyau de concentration et la zone de balayage.

Mais la pénombre ne peut être corrigée que par une diminution de la surface de la source (ou une augmentation du rayon de rotation). Cette diminution de surface ne peut être obtenue que par un accroissement de l'activité spécifique du Co^{60} ou une réduction de l'activité globale de la source. La question reste posée de savoir s'il ne serait pas utile de disposer, pour certaines irradiations tout au moins, de faisceaux à pénombre réduite, en sacrifiant une partie de l'intensité.

b) Les autres sont liées au milieu irradié qui, en fait, n'est ni de forme génométrique simple, ni de structure

homogène. Il est rare également que la tumeur à traiter coïncident avec le centre de la région anatomique soumise au rayonnement. Bien que le noyau d'irradiation supposé cylindrique, corresponde toujours à la zone d'irradiation permanente, la dissymétrie d'absorption aboutit à une hétérogénéité dans le noyau qui, jointe à un surdosage dans la zone de balayage adjacente, peut créer un volume d'irradiation utile de forme quelconque.

Ce sera le cas d'une tumeur intra-thoracique et d'une tumeur cérébrale latéralisées, plus généralement d'une localisation dont l'intensité d'irradiation ne sera pas constante par suite d'une atténuation directionnelle du faisceau par absorption privilégiée d'origine structurale ou dimensionnelle.

III. — PRINCIPES CORRECTIFS.
LE VARIATEUR DE VITESSE

Nous venons de montrer que les conditions pratiques de la cyclothérapie diminuent l'homogénéité, déforment et rendent floues les limites du noyau de concentration.

Il faudrait obtenir une répartition de la dose qui ne soit plus directement tributaire de la position anatomique et de l'homogénéité du milieu qui entoure la zone à irradier.

Nous laisserons de côté tout ce qui concerne la source et son diaphragme, aussi bien que le choix du rayon de rotation, pour envisager seulement ici le facteur dissymétrie directionnelle d'irradiation.

De là l'idée de faire varier la dose directionnelle en vue de modifier suivant la volonté de l'utilisateur, la forme et l'homogénéité du noyau de concentration.

— Une première solution est celle des filtres directionnels, d'épaisseur convenable, disposés dans l'espace entre la source et le sujet. Mais outre la difficulté de leur mise en place, en raison de leur poids et de leur encombrement, ils entraînent une rigidité d'application par le petit nombre de solutions qu'ils comportent et également un allongement du temps d'irradiation par absorption inutile d'une fraction de l'énergie radiante disponible.

— Une deuxième solution nous paraît plus heureuse. Le choix d'un temps d'irradiation directionnel par variation de la vitesse le long de la trajectoire.

En gardant l'intensité constante on fait varier le temps d'irradiation ou ce qui revient au même, la vitesse.

Cette deuxième solution a un double avantage : simplicité de réalisation, mais surtout conservation du débit assurant un temps d'irradiation minimum.

En combinant la variation de la vitesse avec la détermination spatiale du centre de rotation par rapport à la tumeur on a la faculté presque indéfinie de créer un noyau d'irradiation propre à chaque cas particulier.

Nous retrouvons avec des possibilités accrues, cette propriété essentielle de la cyclothérapie, l'arrangement convenable des doses dans l'espace.

Malgré le nombre élevé des solutions pratiques apportées par le variateur de vitesse on peut classer schématiquement ces solutions en deux grands groupes :

1° Rétablissement de la symétrie axiale,

2° Accroissement des dissymétries directionnelles.

A) *Rétablissement de la symétrie axiale.*

Nous possédons au Centre anti-cancéreux de Toulouse une installation de cyclothérapie à laquelle la Maison Barrazetti de Manza (Italie) a adopté un dispositif permettant de prérégler des vitesses de rotations différentes dans 12 secteurs de 30" chacun. En effet les conditions d'irradiation variant en général lentement il a paru suffisant de diviser la circonférence en 12 secteurs à l'intérieur desquels le choix d'une vitesse uniforme sera établie d'après un rendement moyen dans ce secteur.

Grâce à la méthode de dosimétrie graphique exposée plus haut il est pratiquement très facile de connaître dans chaque secteur la valeur des rendements moyens et nous allons voir comment calculer à l'intérieur de ce secteur

un vitesse uniforme assurant une irradiation directionnelle constante :

— Soit r_1, r_2, r_n, les rendements par secteur,

— Soit t_1, t_2, t_n, les temps d'irradiation par secteur,

— Soit I la dose par minute dans l'air au centre de rotation.

Le but est d'obtenir une homogénéité directionnelle, c'est-à-dire de délivrer la même dose au centre du noyau pendant chacune des trajectoires élémentaires.

Ecrivons que ce résultat est atteint :

$$1\ r_1, t_1 = 1\ r_2, t_2 = 1\ r_n, t_n.$$

Soit :

— Dcycle la dose périodique ;

— Dt = la dose totale ;

— $\text{Dcycle} = \dfrac{\text{Dt}}{\text{Ktours}}$

— $1\ r_n, t_n = \dfrac{\text{Dcycle}}{12}$

— Le temps t_n sera : $\dfrac{\text{Dcycle}}{12\ \text{I}\ r_n}$

et la vitesse

$$v = \frac{30 \times 12\ \text{I}\ r_n}{\text{Dcycle}} = \frac{360 \times \text{I}\ r_n \times \text{Ktours}}{\text{Dt}}$$

Le choix de la dose par cycle détermine Vn dans les

limites des possibilités de vitesse assurée par l'appareillage.

Nous venons donc de voir qu'il est facile, après détermination du rendement directionnel élémentaire au centre de rotation, de calculer la vitesse élémentaire de la source sur sa trajectoire assurant une dose intensité centrale constante.

Dans le cas de la cyclothérapie circulaire complète le noyau tend à reprendre une forme cylindrique et à rétablir son homogénéité (fig. 3 et 4).

Dans le cas de la cyclothérapie incomplète ou pendulaire, les points chauds superficiels tendent à se rapprocher du centre de rotation le long de la bissexctrice de l'angle de balayage (fig. 11 et 12).

B) *Accroissement des dissymétries directionnelles par balayages segmentaires rapides.*

A l'intérieur de ce chapitre, nous distinguerons plusieurs sous-groupes :

a) Réalisation de la cyclothérapie homopendulaire,

b) Suppression des points chauds,

c) Protection de zones sensibles.

a) Cyclothérapie homopendulaire :

Nous venons de voir que l'on arrive grâce au variateur de vitesse à corriger le fait que le corps irradié n'a pas une forme absolument cylindrique ni une structure homogène dans le cas d'un noyau de concentration placé dans l'axe de ce corps :

Les conditions anatomiques font que les formes irradiées s'éloignent quelquefois de beaucoup du cylindre

mais surtout que la zone à irradier est décalée de façon importante par rapport à l'axe.

Vouloir rendre dans ce cas le noyau de concentration homogène et cylindrique ne peut se faire qu'en augmentant de façon considérable la dose intégrale reçue par le malade.

C'est pour ces lésions éloignées de l'axe que l'on emploie l'irradiation pendulaire qui présente plusieurs inconvénients.

D'abord et surtout dans le cas de la cyclocothérapie, l'irradiation pendulaire représente et à plusieurs reprises au cours du traitement l'arrêt brutal et le redémarrage en sens inverse d'une masse de plusieurs tonnes. Outre un gros effort mécanique on ne peut obtenir un arrêt et un départ instantané d'une telle masse d'où surdosage en ce point.

Ensuite au point de vue dosimétrique nous savons que la pendulaire crée un surdosage le long de la bissextrice de l'angle de balayage et en avant du point de centrage, ce qui oblige à centrer le faisceau en arrière de la tumeur.

Grâce à la cyclothérapie homopendulaire on remédie à ces inconvénients en conservant une trajectoire complète à la source et en accélérant le balayage le long d'un certain angle (par exemple vitesse 10 fois plus grande) ce qui tend à rendre nulle la dose apportée lors du passage de la source le long de l'axe correspondant (fig. 13 et 17).

Cette modalité technique donne des résultats pratiquement équivalents à ceux de l'irradiation pendulaire classique. Elle présente l'avantage de ne pas immobiliser la source et de supprimer éventuellement le temps mort lors du changement de sens sur la trajectoire.

b) Suppression des points chauds dans la pendulaire ou l'homopendulaire :

Le choix judicieux d'une vitesse élevée dans la région

voisine de la bissexctrice de l'angle utile repousse le maximum des doses vers la profondeur sans qu'il soit nécessaire de décaler en arrière de la tumeur le centre de rotation.

c) Déformation volontaire du noyau de concentration :

Alors qu'en général on cherche à rendre circulaire le noyau de concentration il est des cas où l'on veut au contraire le rendre elliptique. Dans le cas d'une tumeur médiastinale à vitesse constante le noyau a une forme illiptique à grand axe frontal. Cette déformation est due à la moindre densité des deux plages pulmonaires.

L'irradiation d'une tumuer médiastinale réclame au contraire un noyau elliptique à grand axe antéro-postérieur que nous obtiendrons en ralentissant la source dans les secteurs antérieurs et postérieurs.

En effet le noyau peut être aplati suivant n'importe quelle direction. Le grand axe de l'ellipsoïde ainsi formée coïncide avec les bissexctrices des angles de balayage rapide (fig. 14-15-16).

Le noyau peut être aussi encoché. Il suffit d'augmenter la vitesse de balayage dans le secteur correspondant (fig. 18).

Le but de ces déformations provoquées est, soit d'englober entièrement des masses tumorales de forme irrégulière, soit d'éviter des zones au sein desquelles l'irradiation serait nocive.

*
* *

Bien entendu l'éventail des résultats qui permet d'obtenir le variateur de vitesse nécessite un contrôle dosimétrique systématique très poussé.

Ce contrôle bien que long et délicat, est possible plus particulièrement par la méthode graphique que nous avons décrite.

En ce qui concerne le rétablissement de la constante d'intensité directionnelle, les résultats sont très simples puisque le noyau est alors, à peu de chose près, cylindrique et homogène.

Par balayages rapides, le résultat n'étant prévisible qu'avec une certaine approximation, il faut procéder par tâtonnements et contrôles successifs jusqu'à l'obtention des courbes souhaitées.

***

CONCLUSION.

Méthode complémentaire de la cyclothérapie conventionnelle à laquelle elle donne plus de souplesse dans l'adaptation du noyau de concentration à la tumeur à traiter, la variation de vitesse présente certains inconvénients.

— Mécanique : Inertie du système de rotation dont il faut tenir compte.

— Dosimétrie : nécessité de contrôles individuels.

— Physiopathologiques : Parfois augmentation de la dose intégrale totale.

Le champ de ses indications doit encore être exploré.

I. — VITESSES CORRIGEES

A. — Circulaire complète

— Tumeur centrale : Thorax

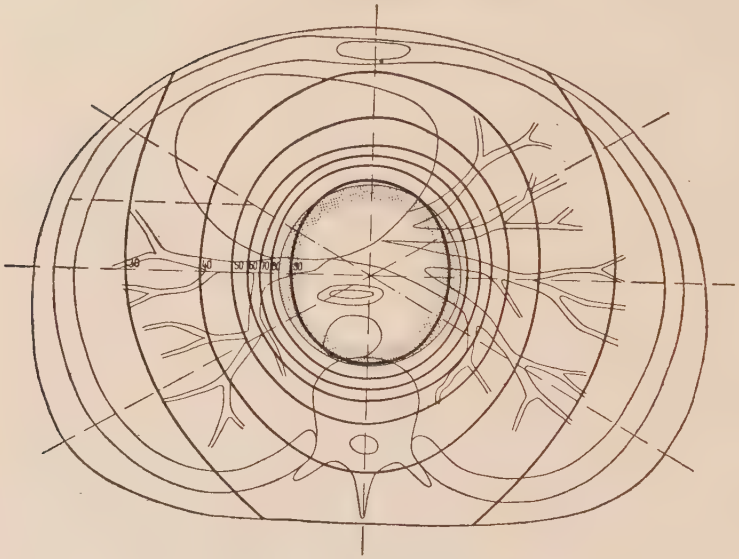

FIG. 3. — Vitesse uniforme
Le noyau est aplati transversalement.

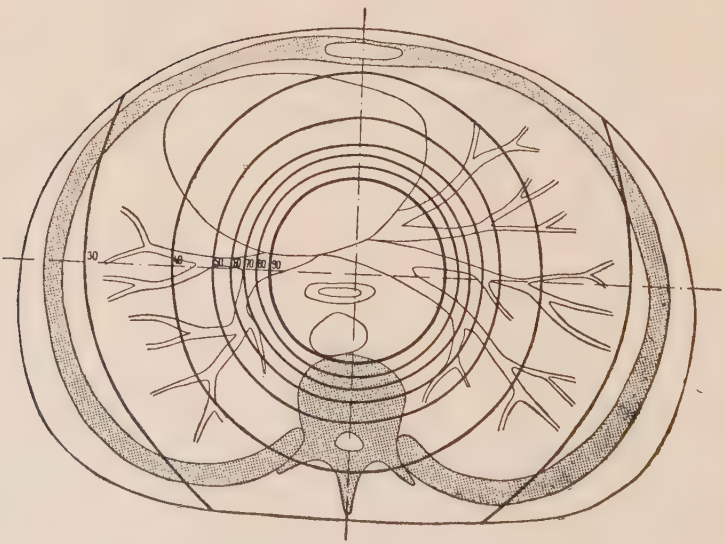

FIG. 4. — Vitesse corrigée
Rétablissement de la symétrie axiale.

— Tumeur paracentrale : Thorax

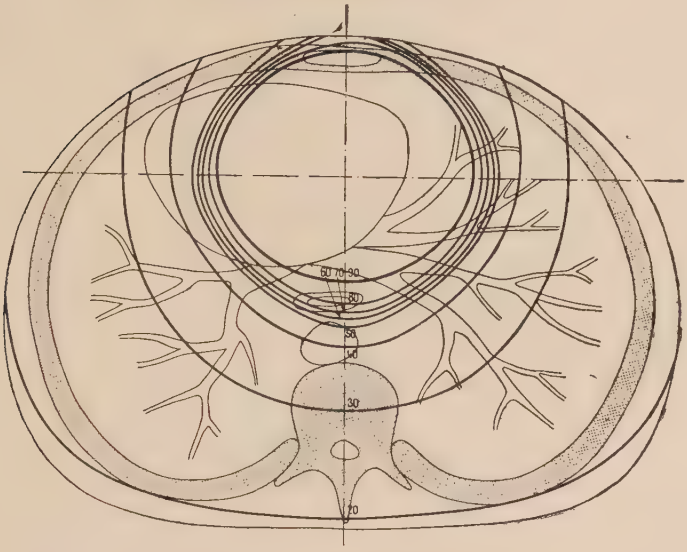

FIG. 5. — Vitesse uniforme
Surdosage des régions intérieures les plus superficielles

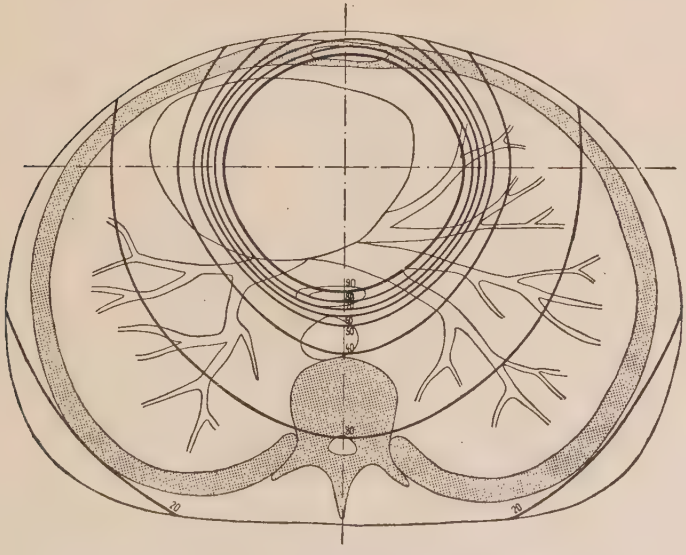

FIG. 6. — Vitesse corrigée
Rétablissement sensible de l'homogénéité

— Tumeur latérale : Région cervicale.

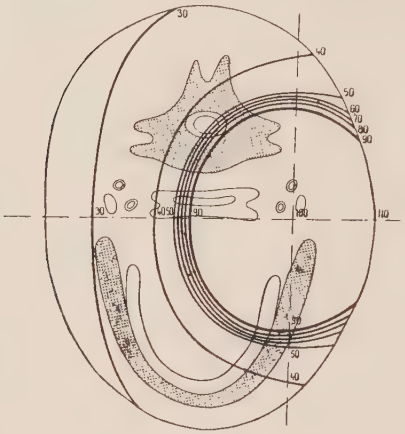

FIG. 7. — Vitesse uniforme - Surdosage superficiel

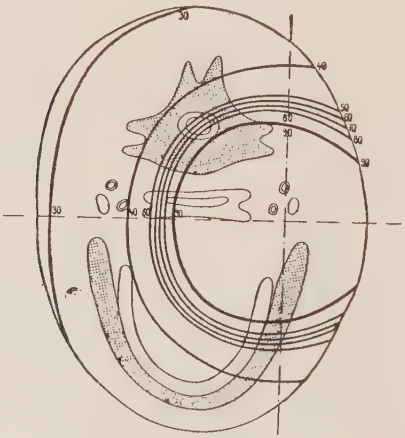

FIG. 8. — Vitesse corrigée - Amélioration de l'homogénéité

— Tumeur latérale : Thorax

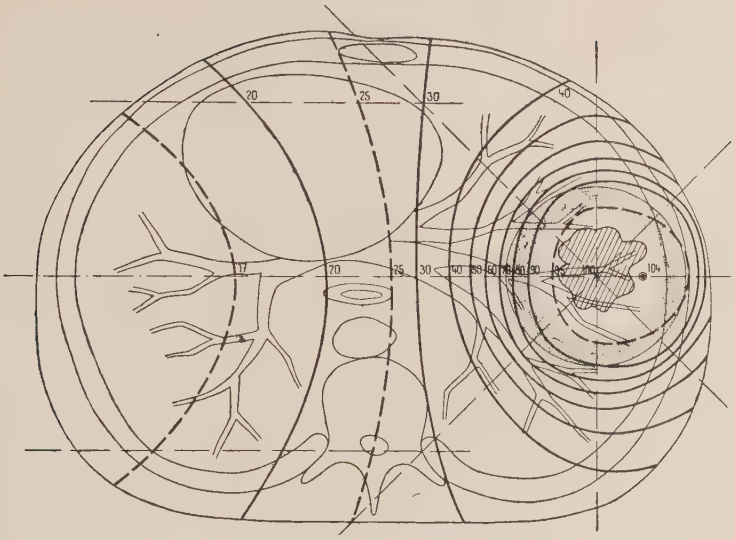

Fig. 9. — Vitesse uniforme
Tumeur très excentrée entraînant un important sous dosage de la région interne du noyau.

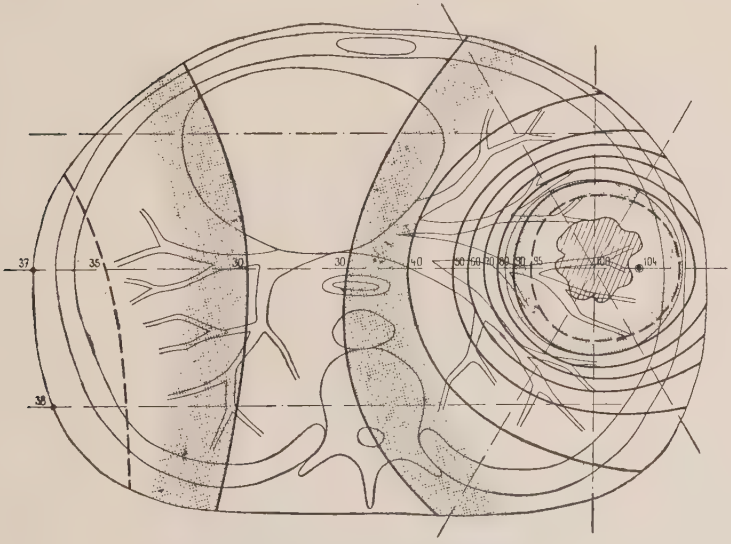

Fig. 10. — Vitesse corrigée
Rétablissement de l'homogénéité du noyau mais au prix d'un accroissement notable de la dose intégrale.

B. — Pendulaire
— Tumeur latérale : Région cervicale

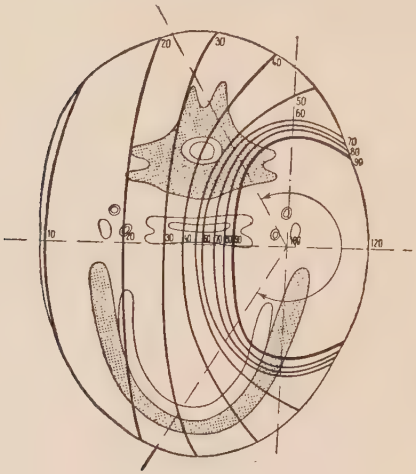

FIG. 11. — Vitesse uniforme - Points chauds superfiiels

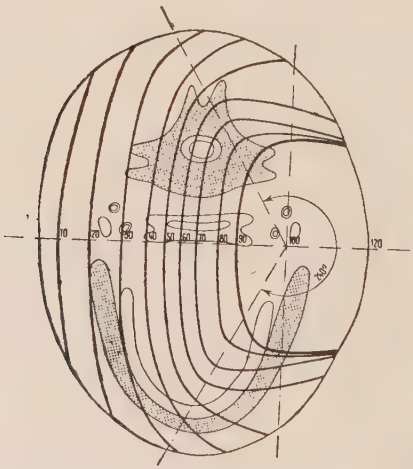

FIG. 12. — Vitesse corrigée
Le point chaud est repoussé en profondeur
mais le résultat n'est que partiel.

C. — Homopendulaire

— Tumeur latérale : Région cervicale.

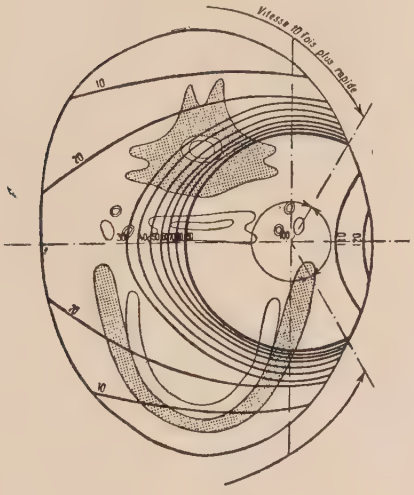

FIG. 13. — Vitesse corrigée

Résultat analogue à celui de la figure 12.

II. — BALAYAGES SEGMENTAIRES RAPIDES

A. — Circulaire complète

— Tumeur centrale : le Bassin

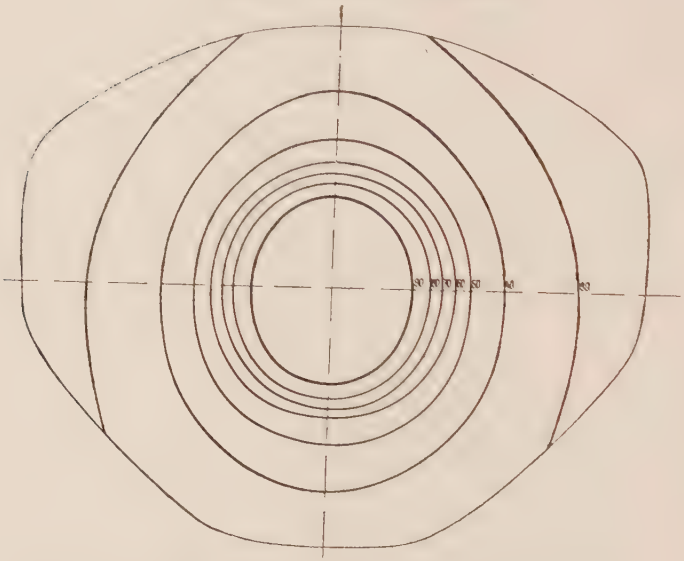

FIG. 14. — Vitesse uniforme - Aplatissement transversal

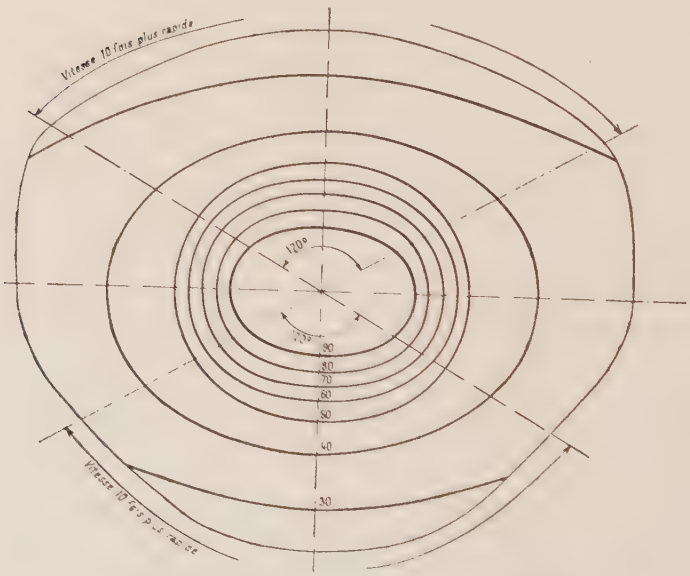

FIG. 15. — Vitesse rapide en avant et en arrière.
Elargissement transversal du noyau.

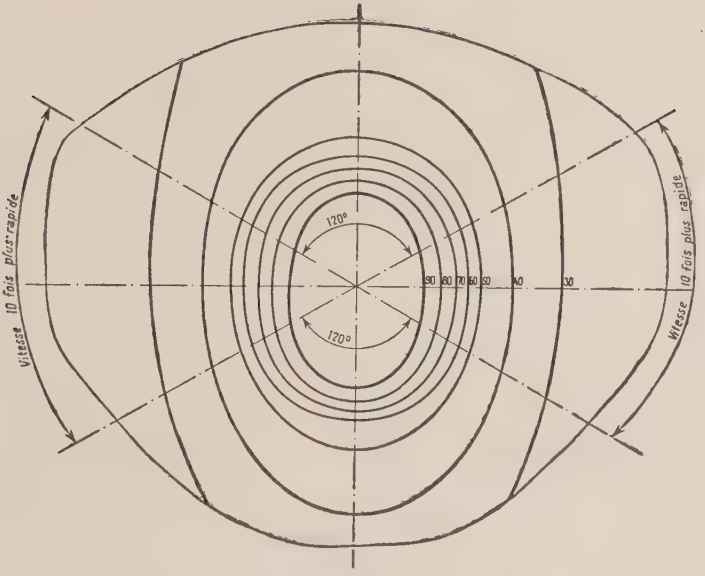

Fig. 16. — Balayage rapide des deux côtés.
Accentuation de l'aplatissement initial.

B. — Pendulaire ou homopendulaire
— Tumeur latérale : région Cervicale.

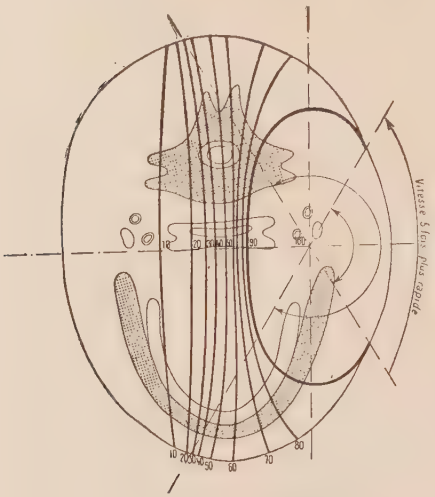

Fig. 17. — Balayage médian rapide.
L'homogénéité du noyau est pratiquement rétablie
en profondeur de la zone chaude.

C. — Circulaire complète.
— Tumeur centrale : Thorax, protection du cœur.

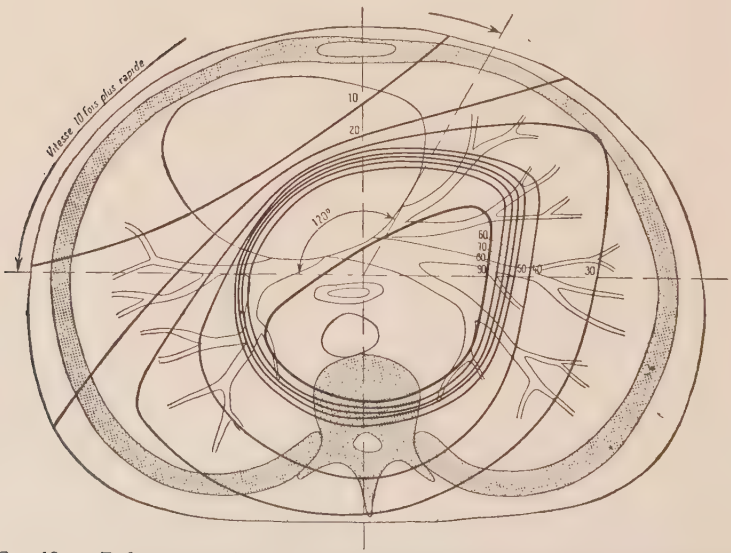

Fig. 18. — Balayage rapide du secteur irradiant directement le myocarde.
Déformation du noyau en croissant
dont la concavité épouse le contour cardiaque.

CONCLUSION

Dans la cyclocobalthérapie, au cours de la rotation de la source, le noyau de concentration s'édifie par l'apport de doses directionnelles élémentaires dont la valeur dépend de facteurs d'atténuation directionnels. Il est possible par le choix de la vitesse de cheminement le long de la trajectoire circulaire, de modifier chacune des doses directionnelles, et par là d'assurer l'homogénéité du noyau de concentration, et au contraire de le déformer, soit pour englober un prolongement tumoral, soit pour protéger un organe sensible.

Cette méthode donne à la cyclothérapie classique une plus grande souplesse d'application et une meilleure répartition spatiale des doses.

BIBLIOGRAPHIE

1. Marquès (J.) et Canilhac (J.). — La cycloradiothérapie horizontale en couronne. *Journ. de Radiol. et d'Electrol.*, t. 31, n° 3-4, 1950.

2. Marquès (P.), Bru (A.) et Delpha (M.). — Méthode d'établissement des courbes isodoses en cycloradiothérapie. *Journ. de Radiol. et d'Electrol.*, t. 37, n° 5-6, 1956.

3. Lamarqhe (P.), Marquès (P.) et Bru (A.). — Limites physiques des techniques cycloradiothérapiques, d'après leur étude dosimétrique. *Journ. de Radiol. et d'Electrol.*, t. 38, n° 7-8, 1957.

4. Marquès (P.) et Bru (A.). — Note préliminaire sur une nouvelle méthode de répartition des doses en cyclothérapie par vairation aigulaire de la vitesse de rotation. *Journ. de Radiol. et d'Electrol.*, 40, 1959, pp. 135-136.

5. Lamarque (P.), Pourquier (H.), Leenhardt (P.), Gary-Bobo (J.) et Gil Gayarre (M.) (Montpellier). — Télécobalthérapie rotatoire : méthode de dosimétrie pratique. *Journ. de Radiol. et d'Electrol.*, 1957, 38, pp. 737-740.

6. Johns (H.E.), Morrisson (M.T.) et Whitemore (G.). — Dosage calculations for rotation therapy with special reference to Co^{60}. *Am. J. of Roent. and Rad. Ther.*, 1956, 75, pp. 1105-1116.

7. Bru (A.), Carsalade (Ch.), Materre (P.), Robert (M.) et Thalamas (B.). — Dosimétrie graphique en cyclocobalthérapie. *Journ. de Radiol. et d'Electrol.*, 40, 1959, pp. 616-617.

Le Président de Thèse : VU : *Le Doyen :*

MARQUÈS G. LAZORTHES.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER :

Toulouse, le 16 juin 1961.

Le Recteur,

Président du Conseil de l'Université :

DOTTIN.